



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 102 45 943.6

Anmeldetag: 30. September 2002

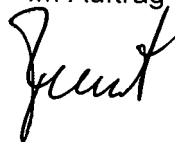
Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft, München/DE

Bezeichnung: Verfahren zur Erzeugung von CT-Bildern eines periodisch bewegten Organs und CT-Gerät zur Durchführung eines solchen Verfahrens

IPC: A 61 B 6/03

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 9. Juli 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag



Faust

Beschreibung

Verfahren zur Erzeugung von CT-Bildern eines periodisch bewegten Organs und CT-Gerät zur Durchführung eines solchen

5 Verfahrens

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Erzeugung von CT-Bildern eines periodisch bewegten Organs eines Lebewesens, wobei das Organ Bereiche mit Ruhe- oder Bewegungsphasen aufweist und die Ruhephasen unterschiedlicher Bereiche des Organs zu unterschiedlichen Zeitpunkten auftreten, mittels eines CT-Gerätes mit einer zur Erzeugung der CT-Bilder um den Körper des zu untersuchenden Lebewesens bewegten Röntgenstrahlenquelle, bei dem zur Rekonstruktion eines Bildes des
10 Organs eine Vielzahl von der Bilderzeugung dienenden Projektionen während wenigstens eines Umlaufs der Röntgenstrahlenquelle um das zu untersuchende Objekt und einer Zeitdauer, die wenigstens gleich einer Periode der Bewegung ist, aufgenommen werden. Die Erfindung betrifft außerdem ein CT-Gerät
15 zur Durchführung eines solchen Verfahrens.

Verfahren der eingangs genannten Art findet beispielsweise Anwendung bei der Erzeugung von CT-Bildern des Herzens, die das Herz in einer Ruhephase zeigen.

25

Mittels der bekannten Verfahren ist es im allgemeinen nicht möglich, CT-Bilder der Koronargefäße zu erstellen, die so wenig Bewegungsartefakte enthalten, dass beispielsweise die Bestimmung des Verkalkungsgrades (Calcium Scoring) oder die Suche nach Stenosen in den Koronargefäßen möglich ist. Bei den Bereichen des Herzens, die für solche Untersuchungen in bewegungsartefaktarmen CT-Bildern abgebildet werden müssen, handelt es sich um die rechte Koronararterie (RCA = Right Coronary Artery), die linke Hauptschlagader (LM = Left Main),
30 linke arteria circumflex (LCX = Left Circumflex) und die linke absteigende Arterie (LAD = Left Artery Descendent). Für
35 die vier genannten Bereiche sind die Geschwindigkeit und die

Phase der räumlichen Bewegung während eines Herzzyklus verschieden.

Da die Lage der diastolischen Phase des Herzens z.B. aus einem während der Untersuchung aufgenommenen EKG-Signal des Patienten abgeschätzt werden kann, und die Ventrikel sowie LM und LAD während der Diastole weitgehend ruhig sind, ist es eine gängige Vorgehensweise, die zur bewegungsartefaktarmen Darstellung des Herzens erforderlichen Daten EKG-getriggert in Form von Axial-Scans aufzunehmen. Außerdem ist es bekannt, zunächst Daten aufzunehmen und gleichzeitig mit der Datenaufnahme das EKG-Signal aufzuzeichnen, um dann retrospektiv anhand des EKG-Signals diejenigen Daten zu ermitteln, die während der Diastole gewonnen wurden und auf Grundlage dieser Daten ein Bild zu rekonstruieren.

Die Rekonstruktion eines Bildes des Herzens auf Grundlage von Daten, die während der Diastole ermittelt wurden, erlaubt aber im allgemeinen keine scharfe Abbildung von RCA und LCX, da deren Bewegung in der Diastole signifikant sein kann. Lediglich mit Elektronenstrahl-Computertomographen (EBT) kann infolge der bei diesen Geräten kurzen Scanzeiten pro Schicht (100 ms) manchmal ein Messintervall in einer Phase des Herzzyklus gefunden werden, während dessen die vier genannten Gefäße nur wenig Bewegung aufweisen. Für Patienten mit hoher Pulsfrequenz gelingt dies allerdings meist nicht. Mit heute üblichen konventionellen CT-Geräten, die Scanzeiten von nicht unter 330 ms pro Schicht aufweisen, ist es selbst für Patienten mit niedriger Pulsfrequenz unmöglich, ein Messintervall zu finden, in dem alle genannten Bereiche relativ geringe Bewegung aufweisen.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren der eingangs genannten Art so auszubilden, dass es möglich ist, bezüglich eines gewünschten Bereichs bewegungsartefaktarme CT-Bilder zu erzeugen. Der Erfindung liegt außerdem die Auf-

gabe zugrunde, ein CT-Gerät zur Durchführung eines solchen Verfahrens anzugeben.

Nach der Erfindung wird diese Aufgabe gelöst durch ein Ver-
5 fahren zur Erzeugung von CT-Bildern eines periodisch bewirk-
ten Organs eines Lebewesens, wobei das Organ Bereiche mit Ru-
he- oder Bewegungsphasen aufweist und die Ruhephasen unter-
schiedlicher Bereiche des Organs zu unterschiedlichen Zeit-
punkten auftreten, mittels eines CT-Gerätes mit einer zur Er-
10 zeugung der CT-Bilder um den Körper des zu untersuchenden Le-
bewesens bewegten Röntgenstrahlenquelle, aufweisend folgende
Verfahrensschritte:

- 15 a) Aufnehmen einer Vielzahl von der Bilderzeugung dienenden
Projektion während wenigstens eines Umlaufs der Röntgen-
strahlenquelle um das zu untersuchende Objekt und einer
Zeitdauer, die wenigstens gleich einer Periode der Bewe-
gung ist,
- 20 b) Analysieren der den Projektionen entsprechenden Daten dar-
aufhin, ob sie während einer Ruhe- oder Bewegungsphase ei-
nes jeweils interessierenden Bereichs des Organs gewonnen
wurden, und
- 25 c) Rekonstruktion eines Bildes des Organs und Verwendung nur
solcher Daten, welche während einer Ruhephase des jeweils
interessierenden Bereichs des Organs gewonnen wurden.

Es wird also deutlich, dass es mit Hilfe des erfindungsgemä-
30 ßen Verfahrens möglich ist, CT-Bilder des Organs zu erzeugen,
die beliebige Bereiche des Organs in ihrer Ruhephase zeigen.
Damit ist es im Falle des Herzens möglich, alle interessie-
renden Gefäße in ihrer spezifischen Ruhephase darzustellen.
Mit den erforderlichenfalls in verschiedenen Herzphasen re-
35 konstruierten CT-Bildern ist eine Gesamtdiagnose für alle Ge-
fäße anhand der die einzelnen Gefäße in ihrer Ruhephase zei-
genden Bilder möglich. Die erforderlichen Projektionen können

z.B. aus einem Spiralscan gewonnen werden, der mittels eines CT-Gerätes aufgenommen wird, das ein Detektorsystem mit einer oder mehreren Zeilen von Detektorelementen aufweist.

5 Gemäß einer Variante der Erfindung ist vorgesehen, dass das Analysieren der den Projektionen entsprechenden Daten umfasst, dass sie bezüglich mehrerer Bereiche des Organs daraufhin analysiert werden, ob sie während einer Ruhe- oder einer Bewegungsphase des jeweiligen Bereichs gewonnen wurden, 10 wobei bezüglich aller interessierender Bereiche des Organs jeweils ein Bild des Organs unter Verwendung solcher Daten rekonstruiert wird, welche während einer Ruhephase des jeweiligen interessierenden Bereichs des Organs gewonnen wurden und wobei ein alle interessierende Bereiche des Organs in ihrer jeweiligen Ruhephase umfassendes Bild aus den die Ruhephase der einzelnen interessierenden Bereiche des Organs repräsentierenden Bildern erstellt wird. Das so erhaltene Bild stellt also sämtliche interessierende Bereiche, also beispielsweise die vier eingangs genannten Arterien des Herzens, 15 in ihrer jeweiligen Ruhephase dar und bietet somit Informationen, die andernfalls in einem einzigen Bild nicht verfügbar wären. 20

25 Um erkennen zu können, welche Daten während einer Ruhephase und welche Daten während einer Bewegungsphase eines interessierenden Bereichs des Organs gewonnen wurden, werden gemäß einer Variante der Erfindung für einen interessierenden Bereich des Organs darstellenden Bildbereich in einer Folge von kurz aufeinanderfolgenden Testbildern Bewegungsartefakte 30 detektiert, wobei solche Daten als während einer Ruhephase des jeweiligen interessierenden Bereichs des Organs gewonnen werden, die zu einem Testbild beigetragen haben, das in dem den jeweiligen interessierenden Bereich des Organs darstellenden Bildbereich wenigstens im wesentlichen frei von Bewegungsartefakten ist. Dabei kann die Detektion von Bewegungsartefakten erfolgen, indem Strichartefakte und/oder Doppelkonturen als Hinweis auf Bewegungsartefakte berücksichtigt 35

werden. Das Detektieren von Bewegungsartefakten kann aber auch anhand von durch Subtraktion aufeinanderfolgender Testbilder gewonnener Differenzbilder erfolgen. Um die erforderlichen Testbilder schnell zur Verfügung zu haben, kann deren
5 Rekonstruktion mit verringerter Rechenleistung und/oder Auflösung und/oder als Teilumlaufrekonstruktion erfolgen.

Alternativ zu der Ermittlung von Ruhe- und Bewegungsphasen anhand von Bewegungsartefakten kann vorgesehen sein, dass
10 gleichzeitig mit der Aufnahme der Vielzahl von der Bilderzeugung dienenden Projektionen die Erfassung eines eine die periodische Bewegung des Organs widerspiegelnde physiologische Funktion repräsentierenden Signals erfolgt, wobei das Analysieren der den Projektionen entsprechenden Daten daraufhin,
15 ob sie während einer Ruhe- oder einer Bewegungsphase eines interessierenden Bereichs des Organs gewonnen wurden, das zeitliche Zuordnen der Daten zu dem zeitlichen Verlauf des die physiologische Funktion repräsentierenden Signals umfasst, wobei solche Daten als während einer Ruhephase eines
20 jeweils interessierenden Bereichs des Organs gewonnen werden, die während eines Zeitintervalls gewonnen wurden, indem der Verlauf des Signals anzeigt, dass sich der jeweils interessierende Bereich in einer Ruhephase befindet. Es werden also anhand des die physiologische Funktion repräsentierenden Signals nachträglich diejenigen Daten ausgewählt, die den je-
25 weils interessierenden Bereich in einer Ruhephase repräsentieren, und nur solche Daten zur Bildrekonstruktion herangezogen.

30 Bei der Erzeugung von CT-Bildern des Herzens wird somit gemäß einer Variante der Erfindung während der Aufnahme der Projektionen das EKG des Lebewesens erfasst und bezüglich eines jeweils interessierenden Bereichs des Herzens wenigstens ein
jeweils zwischen zwei aufeinanderfolgenden R-Zacken des EKG
35 liegendes nutzbares Zeitintervall identifiziert, wobei solche Daten als während einer Ruhephase des jeweils interessierenden Bereichs des Herzens gewonnen gelten und zur Bildrekon-

struktion herangezogen werden, welche während des nutzbaren Zeitintervalls gewonnen wurden.

Da die Periodendauer der Herztätigkeit nicht konstant ist,
5 ist gemäß einer Variante der Erfindung vorgesehen, dass als nutzbares Zeitintervall ein Zeitintervall identifiziert ist, das jeweils einen vorgegebenen ersten Bruchteil der jeweiligen Herzperiode nach der den jeweiligen Herzzyklus einleitenden R-Zacke des RKG beginnt und eine Dauer aufweist, die
10 gleich einem zweiten vorbestimmten Bruchteil der jeweiligen Herzperiode ist.

Um den Patienten mit einer möglichst geringen Strahlendosis zu beaufschlagen, ist gemäß einer Variante der Erfindung vor-
15 gesehen, dass ein Schwellwertkriterium für das Signal vorgegeben wird, bei dessen Erfüllung ein jeweils interessierender Bereich des Organs in einer Ruhephase ist, und bei dem zum Aufnehmen der für die Erzeugung eines Bildes erforderlichen Projektionen die Röntgenstrahlenquelle nur während solcher
20 Zeitabschnitte aktiviert wird, während derer das Schwellwertkriterium erfüllt ist.

Der ein CT-Gerät betreffende Teil der Aufgabe wird durch ein CT-Gerät mit den Merkmalen des Patentanspruchs 12 gelöst.
25 Demnach kann ein Benutzer unter einer Anzahl von Test-Bildern, diejenigen auswählen, die bewegungsartefaktarm sind. Auf Basis der so ausgewählten Test-Bilder identifiziert das CT-Gerät wenigstens ein nutzbares Zeitintervalls identifiziert, innerhalb dessen Daten während einer Ruhephase aufgenommen werden können und zieht dann nur entsprechend zur
30 Bildrekonstruktion heran.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand der beigefügten schematischen Figuren näher erläutert. Es zeigen:
35

Fig. 1 und 2 zwei die Ruhephasen unterschiedlicher Bereiche des Herzens veranschaulichende CT-Bilder,

Fig. 3 bis 7 in Form von qualitativen Diagrammen die Darstellung der Bewegungsgeschwindigkeit verschiedener Bereiche des Herzens während eines Herzzyklus,

5

Fig. 8 den Verlauf des EKG-Signals eines Patienten und die für die unterschiedlichen Bereiche des Herzens gemäß den Fig. 4 bis 8 geeigneten Rekonstruktionsphasen, und

10

Fig. 9 in schematischer, teilweise blockschaltbildartiger Darstellung ein CT-Gerät zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens.

15 Wie aus den Fig. 1 und 2 ersichtlich ist, variiert die räumliche Bewegung der Koronargefäße und der Herzkammern in der jeweils betrachteten Schnittebene während eines Herzzyklus in Geschwindigkeit und Phase. Die Fig. 1 und 2 zeigen die gleiche Schichtebene eines Herzens, jedoch wurden die den Fig. 1
20 und 2 jeweils zugrundeliegenden Daten während unterschiedlicher Zeiträume innerhalb eines Herzzyklus gewonnen. So zeigt die Fig. 1 die diastolische Ruhephase, die nach etwa 30% der Gesamtdauer eines Herzzyklus beginnt und nach etwa 70% der Gesamtdauer einer Herzphase endet (30%-70%-R-Intervall). Die
25 Fig. 2 zeigt die systolische Kontraktionsphase (80%-120%-RR-Intervall). Beide Bilder wurden mit 250 ms-Zeitauflösung rekonstruiert.

Anhand von Fig. 1 ist deutlich erkennbar, dass in der Diastole das gesamte Herz im Bereich des linken Ventrikels scharf
30 sichtbar ist, während die Darstellung der RCA durch bewegungsbedingte Verschmierung stark beeinträchtigt ist.

Das in der Systole rekonstruierte Bild gemäß Fig. 2 zeigt dagegen die RCA scharf, den Bereich um den linken Ventrikel dagegen mit Bewegungsartefakten.
35

Linker Ventrikel und RCA bewegen sich also offensichtlich phasenverschoben. Diese Aussage gilt sinngemäß auch für andere Koronargefäße, wobei sich CX und RCA im wesentlichen gleichphasig bewegen, während sich LM und LAD etwa gleichphasig mit dem linken Ventrikel bewegen.

Dies ist in den Fig. 3 bis 7 nochmals veranschaulicht, die in Form von qualitativen Diagrammen die Darstellung der Bewegungsgeschwindigkeit verschiedener Bereiche des Herzens während eines Herzzyklus, also während des Zeitraums zwischen zwei aufeinanderfolgenden R-Zacken des EKG, zeigen, wobei der Quotient aus momentaner und maximaler Bewegungsgeschwindigkeit $[v/v_{\max}]$ des jeweiligen Bereichs über der in Prozent angegebenen Dauer eines Herzzyklus $[\%RR]$ aufgetragen ist.

Zur artefaktfreien Darstellung aller interessierenden Bereiche käme gemäß den Fig. 3 bis 7 nur die Phase 30%RR bis 60%RR in Frage, die aber insbesondere für höhere Pulsraten zur Aufnahme aller zur Rekonstruktion eines CT-Bildes erforderlichen Projektionen nicht ausreicht.

Nach dem erfindungsgemäß Verfahren wird nun nicht versucht, alle interessierenden Bereiche des Herzens während eines einzigen Messintervalls abzubilden. Es wird vielmehr gemäß einem ersten Lösungsprinzip so vorgegangen, dass

a) eine Vielzahl von der Bilderzeugung dienenden Projektionen während wenigstens eines Umlaufs der Röntgenstrahlenquelle um das zu Herz und einer Zeitdauer, die wenigstens gleich einer Periode des Herzzyklus ist, aufgenommen wird,

b) die den Projektionen entsprechenden Daten daraufhin analysiert werden, ob sie während einer Ruhe- oder Bewegungsphase eines jeweils interessierenden Bereichs des Herzens gewonnen wurden, und

c) ein Bild des Organs unter Verwendung nur solcher Daten rekonstruiert wird, welche während einer Ruhephase eines jeweils interessierenden Bereichs des Organs gewonnen wurden.

5

Was die genannten Bereiche des Herzens angeht, so ist aus Fig. 8 ersichtlich, dass zwei unterschiedliche Intervalle (δ_1, ϵ_1) für LAD und LM sowie (δ_2, ϵ_2) für RCA und LCX zur spezifischen Rekonstruktion verwendet werden. δ_n definiert dabei bezogen auf das Auftreten der einen Herzzyklus einleitenden R-Zacke den Startpunkt, ϵ_n die Dauer des Intervalls bezogen auf die Dauer ΔT_{RR} eines RR-Zyklus.

10

15

In Fig. 9 ist schematisch ein CT-Gerät zur Durchführung der erläuterten Verfahren dargestellt.

20

25

Das CT-Gerät weist eine Messeinheit aus einer Röntgenstrahlenquelle 1, die ein Röntgenstrahlenbündel 2 aussendet, und einem Detektor 3 auf, welcher aus einer oder mehreren in z-Richtung aufeinanderfolgenden Zeilen von Einzeldetektoren, z.B. jeweils 512 Einzeldetektoren, zusammengesetzt ist. Der Fokus der Röntgenstrahlenquelle 1, von der das Röntgenstrahlenbündel 2 ausgeht, ist mit 4 bezeichnet. Je nachdem ob mit einer oder mehreren Zeilen von Einzeldetektoren gearbeitet wird, ist das Röntgenstrahlenbündel mittels einer in Fig. 9 nicht dargestellten Primärstrahlenblende fächerförmig oder pyramiden- bzw. kegelförmig eingeblendet.

30

Das Untersuchungsobjekt, im Falle des dargestellten Ausführungsbeispiels ein menschlicher Patient 5, liegt auf einem Lagerungstisch 6, der sich durch die Messöffnung 7 einer Gantry 8 erstreckt.

35

An der Gantry 8 sind die Röntgenstrahlenquelle 1 und der Detektor 3 einander gegenüberliegend angebracht, und zwar an einem Rotor 10. Dieser ist um die mit z bezeichnete, rechtwinklig zur Zeichenebene der Fig. 9 verlaufende z-Achse des

CT-Geräts, die die Systemachse darstellt, drehbar gelagert und wird zur Abtastung des Patienten 5 in α -Richtung in Richtung des mit α bezeichneten Pfeiles um die z-Achse gedreht, und zwar um einen Winkel, der wenigstens gleich $180^\circ(\pi)$ plus Fächerwinkel (Öffnungswinkel des fächerförmigen Röntgenstrahlenbündels 2) beträgt. Dabei erfasst das von der mittels einer Generatoreinrichtung 9 betriebenen Röntgenstrahlenquelle 1 ausgehende Röntgenstrahlenbündel 2 ein Messfeld kreisförmigen Querschnitts. Der Fokus 4 der Röntgenstrahlenquelle 1 bewegt sich auf einer um das auf der z-Achse liegende Drehzentrum kreisförmig gekrümmten Fokusbahn 15.

Bei vorbestimmten Winkelpositionen der Messeinheit 1, 3, den sogenannten Projektionswinkeln, werden Messwerte in Form sogenannter Projektionen aufgenommen, wobei die entsprechenden Messdaten von dem Detektor 3 zu einer elektronischen Recheneinrichtung 11 gelangen, welche aus den den Projektionen entsprechenden Folgen von Messpunkten die Schwächungskoeffizienten der Bildpunkte einer Bildpunktmatrix rekonstruiert und diese auf einem Sichtgerät, z.B. einem Monitor 12, bildlich wiedergibt, auf dem somit Bilder der von den Projektionen erfassten Schichten des Patienten 5 erscheinen.

Wenn der Detektor 3 mehrere Zeilen von Detektorelementen aufweist, können bei Bedarf mehrere Schichten des Patienten 5 gleichzeitig aufgenommen werden, wobei dann pro Projektionswinkel eine der Anzahl der aktiven Detektorzeilen entsprechende Anzahl von Projektion aufgenommen wird.

Wenn der der Gantry 8 zugeordnete Antrieb 13 nicht nur für einen Teil- oder Vollumlauf der Gantry 8 ausreicht, sondern dazu geeignet ist, die Gantry 8 kontinuierlich rotieren zu lassen, und außerdem ein weiterer Antrieb vorgesehen ist, der eine Relativverschiebung des Lagerungstisches 6 und damit des Untersuchungsobjektes 5 einerseits und der Gantry 8 mit der Messeinheit 1, 3 andererseits in z-Richtung ermöglicht, können auch sogenannte Spiralscans durchgeführt werden.

Zur Durchführung von Untersuchungen des Herzens oder herzna-
her, im Rhythmus der Herzaktion bewegter Bereiche des Körpers
des Patienten 5 weist das CT-Gerät gemäß Fig. 1 außerdem ei-
5 nen an sich bekannten Elektrokardiographen 17 auf, der über
Elektroden, von denen eine in Fig. 1 dargestellt und mit 18
bezeichnet ist, mit dem Patienten 5 verbunden werden kann und
zur Erfassung des EKG-Signals des Untersuchungsobjektes par-
allel zu der Untersuchung mittels des CT-Gerätes dient. Dem
10 EKG-Signal entsprechende vorzugsweise digitale Daten sind der
zugeführt.

Die Elektroden des Elektrokardiographen 17 sind nach Möglich-
keit derart am Körper des Patienten 5 angebracht, dass sie
15 die Untersuchung des Patienten 5 nicht beeinträchtigen.

An die elektronische Recheneinrichtung 11 sind eine Tastatur
19 und eine Mouse 20 angeschlossen, die die Bedienung des CT-
Gerätes ermöglichen. Außerdem ist an die elektronische Re-
20 cheneinrichtung 11 ein weiterer Monitor 21 angeschlossen, auf
dem das EKG des Patienten 5 dargestellt werden kann.

Bei einer ersten auf einem erfindungsgemäßen Verfahren beru-
henden Betriebsart des beschriebenen CT-Geräts markiert eine
25 Bedienperson mittels der Mouse 20 auf dem Monitor 21 denjeni-
gen Bereich einer Periode des EKG, der der Ruhephase desjeni-
gen Bereichs des Herzens entspricht, der in den CT-Bildern
dargestellt werden soll.

Es wird also im EKG des Patienten 5 bezüglich des jeweils in-
30 teressierenden Bereichs des Herzens 1 zwischen zwei aufeinan-
derfolgenden R-Zacken des EKG liegendes nutzbares Zeitinter-
vall markiert, worauf die elektronische Recheneinrichtung 11
bei der Bildrekonstruktion nur solche Daten heranzieht, die
35 in den einzelnen Herzzyklen jeweils während des nutzbaren
Zeitintervalls gewonnen wurden. Diese Daten betrachtet die

elektronische Recheneinrichtung 11 als während einer Ruhephase gewonnen.

5 Dabei ist im Falle des beschriebenen CT-Geräts die Anordnung
derart getroffen, dass die elektronische Recheneinrichtung 11
Lage und Dauer eines mittels der Mouse 20 auf dem Monitor 21
als nutzbares Zeitintervall markierten Zeitintervalls inner-
halb einer Herzperiode einerseits durch einen ersten Bruch-
10 teil der jeweiligen Herzperiode kennzeichnet, der nach der
den Herzzyklus einleitenden R-Zacke und dem Beginn des nutz-
baren Zeitintervalls verstreicht, und andererseits durch ei-
nen zweiten Bruchteil der Dauer des Herzzyklus, der sich an
den ersten Bruchteil anschließt und der Dauer des nutzbaren
Zeitintervalls entspricht.

15

Auf diese Weise ist es auch bei Schwankungen der Herzperiode
möglich, die den aufgenommenen Projektionen entsprechenden
Daten daraufhin zu analysieren, ob sie während einer Ruhe-
oder Bewegungsphase des jeweils interessierenden Bereichs des
20 Herzens gewonnen wurden. Die elektronische Recheneinrichtung
11 betrachtet dann diejenigen Daten, die während nutzbarer
Zeitintervalle gewonnen wurden, als während einer Ruhephase
gewonnene Daten und verwendet wie erwähnt ausschließlich die-
se zur Rekonstruktion eines CT-Bildes.

25

In einer alternativen zweiten Betriebsart des beschriebenen
CT-Geräts beruht das Analysieren der den Projektionen ent-
sprechenden Daten daraufhin, ob sie während einer Ruhe- oder
einer Bewegungsphase des jeweils interessierenden Bereichs
30 des Herzens gewonnen wurden, auf dem Detektieren von Bewe-
gungsartefakten in Testbildern.

Dabei wird so vorgegangen, dass aus den zur Verfügung stehen-
den Daten eine Anzahl von zeitlich kurz aufeinanderfolgenden
35 Testbildern rekonstruiert wird, die auf Bewegungsartefakte
hin analysiert werden.

Dies kann dadurch geschehen, dass die elektronische Recheneinrichtung 11 die Testbilder auf das Vorhandensein von Strichartefakten und/oder Doppelkonturen untersucht und das Vorhandensein von Strichartefakten und/oder Doppelkonturen als Hinweis auf Bewegungsartefakte ansieht.

Die elektronische Recheneinrichtung 11 berücksichtigt dann in der Folge solche Daten als während einer Ruhephase des jeweils interessierenden Bereich des Herzens gewonnen, die zu einem Testbild beigetragen haben, das zumindest in dem den jeweils interessierenden Bereich des Herzens darstellenden Bildbereich wenigstens im Wesentlichen frei von Bewegungsartefakten ist, und zieht ausschließlich solche Daten zur eigentlichen Bildrekonstruktion heran.

In einer Abwandlung der zweiten Betriebsart detektiert die elektronische Recheneinrichtung 11 Bewegungsartefakte anhand von durch Subtraktion aufeinanderfolgender Testbilder gewonnener Differenzbilder, wobei bei Abwesenheit von Bewegungsartefakten ein Differenzbild theoretisch keinerlei Bildinformation enthält.

Um den zeitlichen Aufwand zur Rekonstruktion der Testbilder zu verringern, kann vorgesehen sein, dass die elektronische Recheneinrichtung 11 die Rekonstruktion der Testbilder mit verringerter Rechenleistung und/oder verringerter Auflösung und/oder als Teilumlaufrekonstruktion vornimmt.

In einer der zweiten Betriebsart ähnelnden dritten Betriebsart rekonstruiert die elektronische Recheneinrichtung 11 Testbilder nicht aus den gleichen Daten, die auch der Rekonstruktion der eigentlichen Bilder zugrunde liegen, sondern aus Daten, die während eines Testmodus aufgenommen werden, der dem Aufnahmemodus vorausgeht.

Während des Testmodus, der dem Aufnahmemodus möglichst unmittelbar vorausgehen sollte, werden bei gleichzeitiger Auf-

zeichnung des EKG Projektionen aufgenommen und aus diesen Testbilder rekonstruiert, die auf dem Monitor 12 angezeigt werden. Eine Bedienperson bewertet diese Bilder und kennzeichnet mittels der Mouse 20 diejenigen Bilder, die sie als

5 hinsichtlich des jeweils interessierenden Bereichs des Herzens als bewegungsartefaktarm erkennt. Auf Grundlage der zeitlichen Lage der so gekennzeichneten Testbilder relativ zum EKG ermittelt die elektronische Recheneinrichtung 11 unter Berücksichtigung des EKG-Signals ein bezüglich des je-

10 weils interessierenden Bereichs nutzbares Zeitintervall, dessen Lage und Dauer innerhalb eines Herzzyklus, wie bereits beschrieben, durch einen ersten und einen zweiten Bruchteil der Herzperiode definiert werden kann, und die Ruhephase des jeweils interessierenden Bereichs kennzeichnet.

15 Im anschließenden Aufnahmemodus werden der eigentlichen Bilderzeugung dienende Projektionen aufgenommen, von denen die elektronische Recheneinrichtung 11 nur diejenigen zur Bildrekonstruktion des jeweils interessierenden Bereichs heranzieht, die jeweils während eines wie beschrieben auf Basis

20 der Testbilder ermittelten nutzbaren Zeitintervalls und somit während einer Ruhephase des interessierenden Bereichs aufgenommen wurden.

25 Um dem Patienten unnötige Röntgendosis zu ersparen, kann in allen beschriebenen Betriebsarten ein Modus gewählt werden, in dem die elektronische Recheneinrichtung 11 die Röntgenstrahlenquelle 1 in Abhängigkeit von dem EKG-Signal nur dann aktiviert, wenn überhaupt die Chance besteht, dass sich der

30 jeweils interessierende Bereich in einer Ruhephase befindet.

Dazu ist vorgesehen, dass die elektronische Recheneinrichtung 11 das EKG-Signal mit einem Schwellwert vergleicht und die

35 Generatoreinrichtung 9 so steuert, dass die Röntgenstrahlenquelle 1 nur dann aktiviert ist, wenn der Schwellwert unterschritten ist.

Im Falle sämtlicher Betriebsarten besteht außerdem die Möglichkeit, die Daten hinsichtlich mehrerer Bereiche des Herzens daraufhin zu analysieren, ob sie während einer Ruhe- oder während einer Bewegungsphase des jeweiligen Bereichs gewonnen wurden, mit der Folge, dass beispielsweise bezüglich eines ersten und eines zweiten interessierenden Bereichs CT-Bilder rekonstruiert werden können, die nur auf solchen Daten beruhen, die während einer Ruhephase des ersten bzw. zweiten interessierenden Bereichs des Herzens gewonnen wurden. Diese beiden CT-Bilder können dann zu einem einzigen Bild zusammengefasst werden, das sowohl des ersten als auch den zweiten interessierenden Bereich in der Ruhephase darstellt.

Dazu kann die elektronische Recheneinrichtung 11 beispielsweise beide Bilder auf dem Monitor 12 anzeigen, so dass eine Bedienperson mittels der Mouse 20 diejenigen Bereiche der beiden Bilder markieren kann, die zu einem gemeinsamen Bild zusammengefasst werden sollen, worauf die elektronische Recheneinrichtung 11 das zusammengefasste Bild darstellt.

Selbstverständlich kann diese Vorgehensweise auch für mehr als zwei interessierende Bereiche angewendet werden.

Die Erfindung wurde vorstehend am Beispiel von Untersuchungen des Herzens beschrieben; sie kann aber auch bei der Untersuchung eines anderen periodisch bewegten Organs eines Lebewesens Anwendung finden, wobei der Begriff Organ im Rahmen der vorliegenden Anmeldung im weiteren Sinne, d.h. auch im Sinne eines Körperbereichs, verstanden werden soll.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Erzeugung von CT-Bildern eines periodisch bewegten Organs eines Lebewesens, wobei das Organ Bereiche
5 mit Ruhe- und Bewegungsphasen aufweist und die Ruhephasen unterschiedlicher Bereiche des Organs zu unterschiedlichen Zeitpunkten auftreten, mittels eines CT-Gerätes mit einer zur Erzeugung der CT-Bilder um den Körper des zu untersuchenden Lebewesens bewegten Röntgenstrahlenquelle, aufweisend folgende Verfahrensschritte:

d) Aufnehmen einer Vielzahl von der Bilderzeugung dienenden Projektionen während wenigstens eines Umlaufs der Röntgenstrahlenquelle um das zu untersuchende Objekt und einer
15 Zeitdauer, die wenigstens gleich einer Periode der Bewegung ist,

e) Analysieren der den Projektionen entsprechenden Daten daraufhin, ob sie während einer Ruhe- oder Bewegungsphase eines jeweils interessierenden Bereichs des Organs gewonnen wurden, und

f) Rekonstruktion eines Bildes des Organs unter Verwendung nur solcher Daten, welche während einer Ruhephase eines
25 jeweils interessierenden Bereichs des Organs gewonnen wurden.

2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem das Analysieren der den Projektionen entsprechenden Daten umfasst, dass sie bezüglich
30 mehrerer interessierender Bereiche des Organs daraufhin analysiert werden, ob sie während einer Ruhe- oder einer Bewegungsphase des jeweiligen Bereichs gewonnen wurden, wobei bezüglich aller interessierender Bereiche des Organs jeweils ein Bild des Organs unter Verwendung nur solcher Daten rekonstruiert wird, welche während einer Ruhephase des jeweiligen
35 interessierenden Bereichs des Organs gewonnen wurden, und wobei ein alle interessierenden Bereiche des Organs in ihrer

jeweiligen Ruhephase umfassendes Bild aus den die Ruhephase der einzelnen interessierenden Bereiche des Organs repräsentierenden Bildern erstellt wird.

- 5 3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, bei dem das Analysieren der den Projektionen entsprechenden Daten daraufhin, ob sie während einer Ruhe- oder einer Bewegungsphase eines interessierenden Bereichs des Organs gewonnen wurden, das Detektieren von Bewegungsartefakten für den einen interessierenden
- 10 Bereich des Organs darstellenden Bildbereich in einer Folge von kurz aufeinanderfolgenden Testbildern umfasst, wobei solche Daten als während einer Ruhephase des jeweiligen interessierenden Bereichs gewonnen gelten, die zu einem Testbild beigetragen haben, das in dem den jeweiligen interessierenden
- 15 Bereich des Organs darstellenden Bildbereich wenigstens im wesentlichen frei von Bewegungsartefakten ist.

4. Verfahren nach Anspruch 3, bei dem bei dem Detektieren von Bewegungsartefakten Strichartefakte und/oder Doppelkonturen
- 20 als Hinweis auf Bewegungsartefakte berücksichtigt werden.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 3 oder 4, bei dem bei das Detektieren von Bewegungsartefakten anhand von durch Subtraktion aufeinanderfolgender Testbilder gewonnener Differenzbilder erfolgt.
- 25

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 3 bis 5, bei dem die Rekonstruktion der Testbilder mit verringerter Rechenleistung und/oder Auflösung und/oder als Teilumlaufrekonstruktion erfolgt.
- 30

7. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem gleichzeitig mit der Aufnahme einer Vielzahl von der Bilderzeugung dienenden Projektionen die Erfassung eines eine die periodische Bewegung des Organs widerspiegelnde physiologische Funktion repräsentierenden Signals erfolgt, und bei dem das Analysieren der den Projektionen entsprechenden Daten daraufhin, ob sie wäh-
- 35

rend einer Ruhe- oder einer Bewegungsphase eines interessierenden Bereichs des Organs gewonnen wurden, das zeitliche Zuordnen der Daten zu dem zeitlichen Verlauf des die physiologische Funktion repräsentierenden Signals umfasst, wobei solche Daten als während einer Ruhephase eines jeweils interessierenden Bereichs des Organs gewonnen gelten, die während eines Zeitintervalls gewonnen wurden in dem der Verlauf des Signals anzeigt, dass sich der jeweils interessierende Bereich in einer Ruhephase befindet.

10

8. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 7 zur Erzeugung von CT-Bildern des Herzens, bei dem als ein die periodische Bewegung des Organs widerspiegelnde physiologische Funktion repräsentierendes Signal das EKG des Lebewesens erfasst wird.

15

9. Verfahren nach Anspruch 8, bei dem während der Aufnahme der Projektionen das EKG des Lebewesens erfasst wird und bezüglich des jeweils interessierenden Bereichs des Herzens wenigstens ein jeweils zwischen zwei aufeinanderfolgenden R-Zacken des EKG liegendes nutzbares Zeitintervall identifiziert wird, wobei solche Daten als während einer Ruhephase gewonnen zur Bildrekonstruktion herangezogen werden, welche während des nutzbaren Zeitintervalls gewonnen wurden.

20

25

10. Verfahren nach Anspruch 9, bei dem als nutzbares Zeitintervall ein Zeitintervall identifiziert wird, das jeweils einen vorgegebenen ersten Bruchteil der jeweiligen Herzperiode nach der den jeweiligen Herzzyklus einleitenden R-Zacke des EKG beginnt und eine Dauer aufweist, die gleich einem zweiten vorbestimmten Bruchteil der jeweiligen Herzperiode ist.

30

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 7 bis 10, bei dem ein Schwellwertkriterium für das die physiologische Funktion repräsentierende Signal vorgegeben wird, bei dessen Erfüllung ein jeweils interessierender Bereich des Organs in einer Ruhephase ist, und bei dem zum Aufnehmen der für die Erzeugung eines Bildes erforderlichen Projektionen die Röntgenstrahlen-

35

quelle nur während solcher Zeitabschnitte aktiviert wird,
während derer das Schwellwertkriterium erfüllt ist.

12. CT-Gerät mit einer Röntgenstrahlenquelle, die sich um ein
5 zu untersuchendes Lebewesen bewegt, dass das CT-Gerät während
wenigstens eines Umlaufs der Röntgenstrahlenquelle um das zu
untersuchende Lebewesen und einer Zeitdauer, die wenigstens
gleich einer Periode der Bewegung eines periodisch bewegten
Organs des Lebewesens ist, eine Vielzahl von Projektionen
10 aufnimmt, welches das CT-Gerät in einer ersten und einer
zweiten Betriebsart derart betreibbar ist,

dass das CT-Gerät in der ersten Betriebsart

- 15 - Test-Bilder aus den Projektionen rekonstruiert,
- wobei das CT-Gerät Mittel zur Anzeige der Test-Bilder und
Eingabemittel aufweist, mittels derer Test-Bilder als be-
wegungsartefaktarm gekennzeichnet werden können, und wo-
20 bei das CT-Gerät auf Basis der als bewegungsartefaktarm
identifizierten Test-Bilder wenigstens ein nutzbaren
Zeitintervalls identifiziert, innerhalb dessen Daten wäh-
rend einer Ruhephase aufgenommen werden können,

25 und dass das CT-Gerät in der zweiten Betriebsart

- der Bilderzeugung dienende Daten aufnimmt und
- nur solche Daten zur Bildrekonstruktion heranzieht, die
30 während einer Ruhephase aufgenommen wurden.

Zusammenfassung

Verfahren zur Erzeugung von CT-Bildern eines periodisch bewegten Organs und CT-Gerät zur Durchführung eines solchen

5 Verfahren

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Erzeugung von CT-Bildern eines periodisch bewegten Organs eines Lebewesens, wobei das Organ Bereiche mit Ruhe- und Bewegungsphasen aufweist und die Ruhephasen unterschiedlicher Bereiche des Organs zu unterschiedlichen Zeitpunkten auftreten, mittels eines CT-Gerätes mit einer zur Erzeugung der CT-Bilder um den Körper des zu untersuchenden Lebewesens bewegten Röntgenstrahlenquelle, bei dem eine Vielzahl von der Bilderzeugung dienenden Projektionen während wenigstens eines Umlaufs der Röntgenstrahlenquelle um das zu untersuchende Objekt und einer Zeitdauer, die wenigstens gleich einer Periode der Bewegung ist, aufgenommen wird, bei dem die der den Projektionen entsprechenden Daten daraufhin analysiert werden, ob sie während einer Ruhe- oder Bewegungsphase eines jeweils interessierenden Bereichs des Organs gewonnen wurden, und bei dem ein Bild des Organs unter Verwendung nur solcher Daten rekonstruiert wird, welche während einer Ruhephase eines jeweils interessierenden Bereichs des Organs gewonnen wurden.

25

Fig. 8

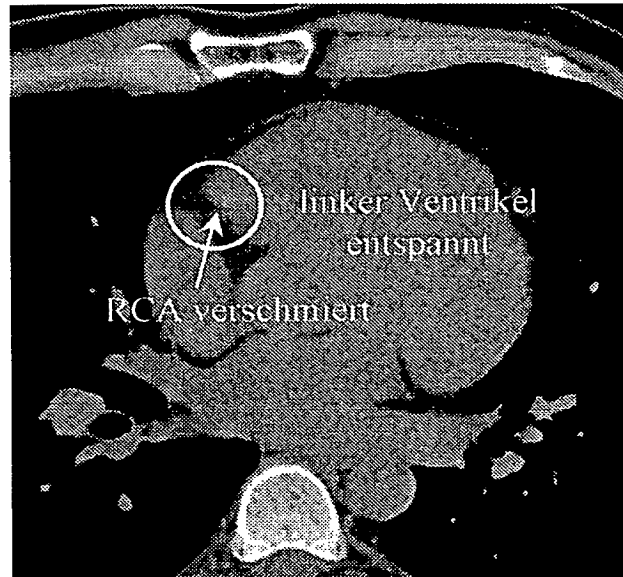


FIG 1

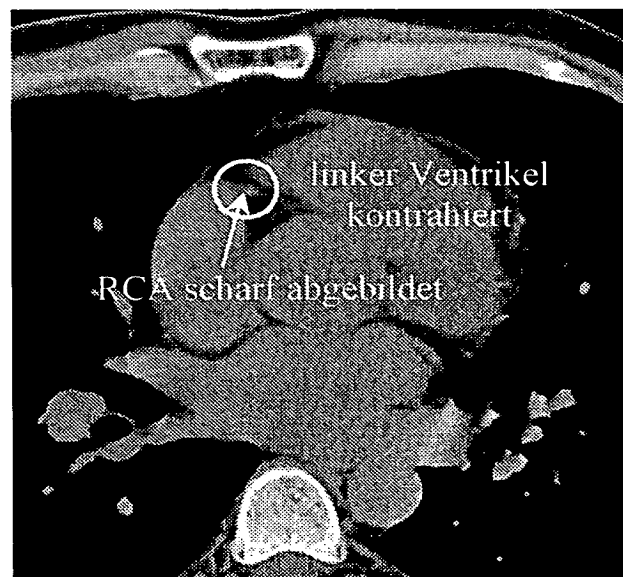


FIG 2

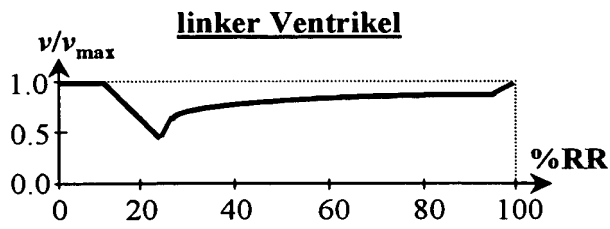


FIG 3

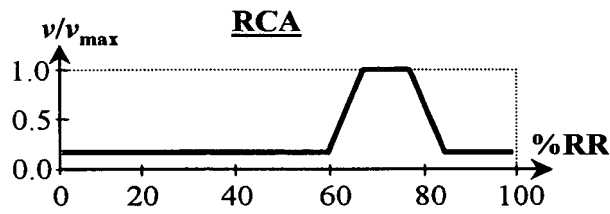


FIG 4

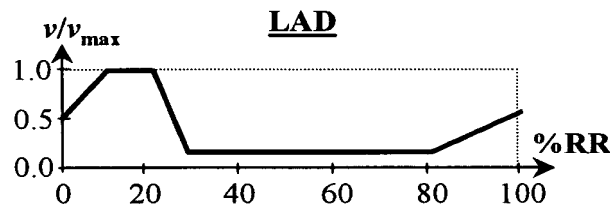


FIG 5

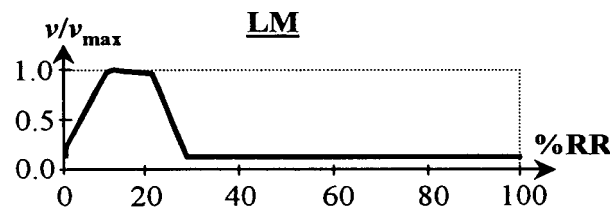


FIG 6

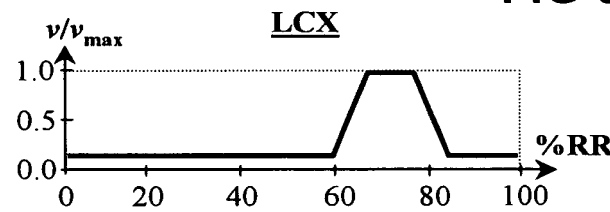


FIG 7

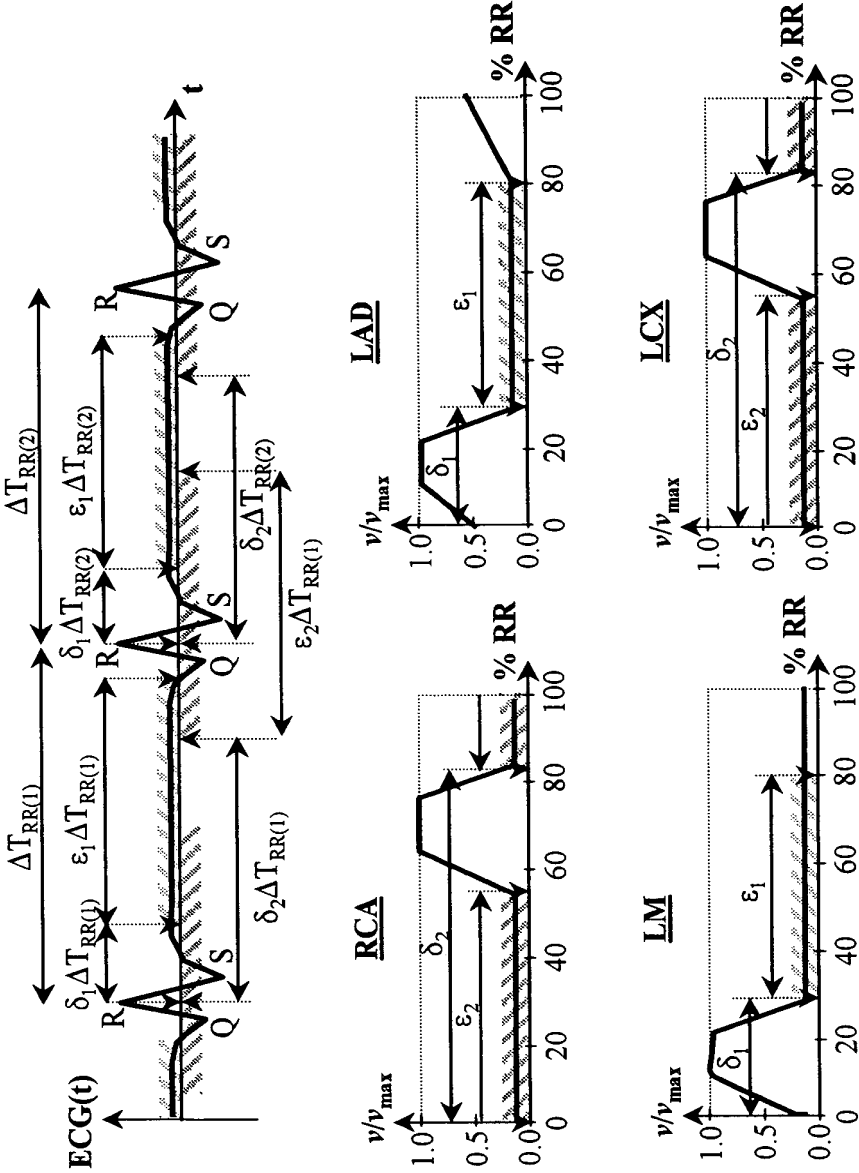


FIG 8

